

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problems Mailbox.**

THIS PAGE BLANK (USPTO)



PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: **09189675 A**(43) Date of publication of application: **22 . 07 . 97**

(51) Int. Cl.

G01N 27/327(21) Application number: **08001994**(22) Date of filing: **10 . 01 . 96**(71) Applicant: **MATSUSHITA ELECTRIC IND CO LTD**(72) Inventor: **TOKUNO YOSHINOBU
MIYAZAKI MASAJI
FUJIWARA MASAKI**(54) **BIOSENSOR**

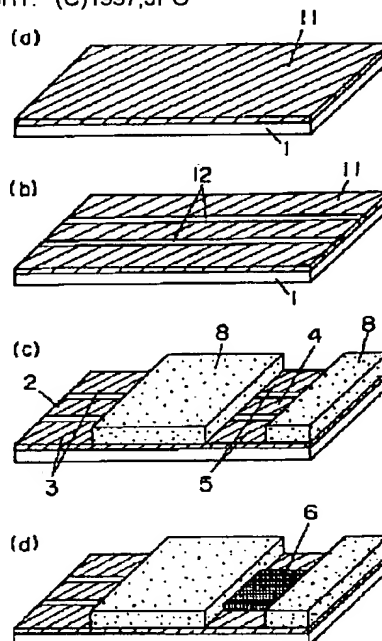
(57) Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an accurate sensor which does not cause print blurring, can specify electrode areas with precision, and has invariable responsiveness by forming a measuring electrode and a counter electrode through the formation of slits in a metallic film formed over the entire surface of one side of an insulating substrate.

SOLUTION: On the overall surface of an insulating substrate 1 made from polyethylene terephthalate, a metallic film 11 is formed by deposition, sputtering, or by bonding metallic foil, and two slits 12 extending parallel to each other are formed in the metallic film 11 using a laser, etc., to divide the metallic film 11 into three areas. Next, two covers 8 crossing the divided metallic film 11 are provided, and a measuring electrode 4 and a counter electrode 5, in which a liquid sample is employed, and lead parts 2, 3, for applying voltages to the electrodes 4, 5, are formed. A reagent layer 6 to be formed over the electrodes 4, 5 is formed using glucose oxidase as an enzyme, and potassium ferricyanide or the like as an electron acceptor in the

case of a blood sugar content sensor.

COPYRIGHT: (C)1997,JPO



THIS PAGE BLANK (USPTO)

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平9-189675

(43) 公開日 平成9年(1997)7月22日

(51) Int.Cl.⁸

G 0 1 N 27/327

識別記号

庁内整理番号

F I

G 0 1 N 27/30

技術表示箇所

3 5 3 P

3 5 3 Z

審査請求 未請求 請求項の数2 O L (全 4 頁)

(21) 出願番号

特願平8-1994

(22) 出願日

平成8年(1996)1月10日

(71) 出願人 000005821

松下電器産業株式会社

大阪府門真市大字門真1006番地

(72) 発明者 徳野 ▲吉▼宣

香川県高松市古新町8番地の1 松下寿電
子工業株式会社内

(72) 発明者 宮崎 正次

香川県高松市古新町8番地の1 松下寿電
子工業株式会社内

(72) 発明者 藤原 雅樹

香川県高松市古新町8番地の1 松下寿電
子工業株式会社内

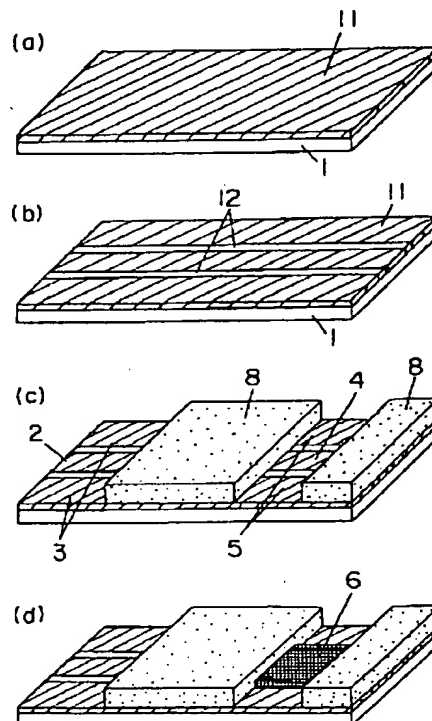
(74) 代理人 弁理士 滝本 智之 (外1名)

(54) 【発明の名称】 バイオセンサ

(57) 【要約】

【課題】 微量の液体試料を適用して、その特定成分を電気的に定量するバイオセンサに関し、特に電極の構成を改善して応答特性を良くする。

【解決手段】 絶縁性の基板1に、蒸着やスパッタリングあるいは金属箔を接着することにより、金属膜11を全面に形成する。これをスリット12により分割しカバー8を配置する。液体試料の適用される測定電極4と対電極5上に試薬層6を形成する。両電極を従来のように印刷によらず形成しているので、印刷のにじみやだれがなく、応答特性のばらつきはなくなる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】絶縁性の基板の一表面全面に形成した金属膜にスリットを形成して分割し、これら分割された金属膜にて、液体試料が適用される測定電極及び対電極、並びにこれら両電極に電圧を印加するためのリード部を形成するようカバーを設け、前記測定電極及び対電極上を試薬層で覆ってなるバイオセンサ。

【請求項 2】前記金属膜を横断して延びるカバーを分割して設け、その上面を上カバーで覆って、バイオセンサ本体の両側方に開口を有するキャピラリを構成したことを特徴とする請求項 1 記載のバイオセンサ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、微量の液体試料を用いて、その試料中の特定成分を迅速かつ簡易に定量することのできるバイオセンサに関する。

【0002】

【従来の技術】従来のバイオセンサとして、例えば血液中のグルコース濃度を測定するものとして、例えば特開平 5-256811 号公報に記載されたようなものがある。これは図 3 の分解斜視図に示すように、絶縁性の基板 1 上にスクリーン印刷により導電性ペーストを印刷して、これを加熱乾燥し、リード部 2、3 を有する測定電極 4 と対電極 5 を形成している。測定電極 4、対電極 5 上には、酵素としてグルコースオキシターゼや電子受容体としてフェリシアン化カリウム等からなる試薬層 6 を形成している。そして切欠 7 を有するスペーサ 8 を介して、空気穴 9 を有するカバー 10 で覆った構成となっている。

【0003】測定時には、スペーサ 8 の切欠 7 により形成されるキャピラリの一端に血液を点着すると、他端を空気穴 9 とするキャピラリ内に血液が吸引され、試薬が溶解して酸化還元反応が起こる。このとき測定電極 4 と対電極 5 に、リード部 2、3 を介して電圧を印加すると、グルコース濃度に比例した電流が得られ、血糖値が測定される。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら上記従来のバイオセンサにおいては、電極をスクリーン印刷にて形成しているため、印刷時の導電性ペーストのにじみによって、測定電極の面積にばらつきが発生し、応答特性に影響を与える問題がある。このためスクリーン印刷に代わり、作製が簡単で精度の良いバイオセンサの開発が望まれている。

【0005】

【課題を解決するための手段】この課題を解決するために本発明のバイオセンサは、絶縁性の基板の一表面全面に形成した金属膜にスリットを形成して分割し、これら分割された金属膜にて、液体試料が適用される測定電極及び対電極、並びにこれら両電極に電圧を印加するた

めのリード部を形成するようカバーを設け、前記測定電極及び対電極上を試薬層で覆ってなるものである。これにより電極の面積がばらつくことのないバイオセンサを実現することを目的とする。

【0006】

【発明の実施の形態】本発明の請求項 1 に記載の発明は、絶縁性の基板の一表面全面に形成した金属膜にスリットを形成して分割し、これら分割された金属膜にて、液体試料が適用される測定電極及び対電極、並びにこれら両電極に電圧を印加するためのリード部を形成するようカバーを設け、前記測定電極及び対電極上を試薬層で覆ってなるものであり、これにより、従来のように測定電極や対電極の面積が、スクリーン印刷のにじみやだれ等によってばらつくことはないで、応答特性にばらつきは生じない。

【0007】また本発明の請求項 2 に記載の発明は、前記金属膜を横断して延びるカバーを分割して設け、その上面を上カバーで覆って、バイオセンサ本体の両側方に開口を有するキャピラリを構成したことを特徴とする請求項 1 記載のバイオセンサにあり、一定量の液体試料がキャピラリ内に吸引されるため、上記請求項 1 に記載のセンサにくらべ精度がよく、またキャピラリの開口がセンサ側方に形成されるためどちらからでも液体試料液を注入することができ、使いやすいものである。

【0008】以下に、本発明の請求項 1 に記載された発明の実施の形態について、図面を用いて説明する。なお従来の構成と実質的に同じものについては、同一符号を付して説明する。

【0009】図 1 は本実施形態のバイオセンサの斜視図を、その作製工程順に示している。図 1 (a) において、1 はポリエチレンテレフタレートからなる絶縁性の基板であり、11 はその表面全面に形成した金属膜である。金属膜 11 は、蒸着やスパッタリング、あるいは金属箔を接着することにより形成することができる。

【0010】図 1 (b) は、基板 1 上の金属膜 11 に、平行に延びる 2 本のスリット 12 をレーザ等により形成することにより、金属膜 11 を 3 つの領域に分割している。

【0011】図 1 (c) は、この分割された金属膜 11 上を横断するように 2 枚のカバー 8 を設け、液体試料が適用される測定電極 4 及び対電極 5、並びにこれら両電極に電圧を印加するためのリード部 2、3 を形成している。なおこのとき対電極 5 の幅は、センサの性能の点で、測定電極 4 の幅と同等または広くするのが望ましい。

【0012】図 1 (d) は、測定電極 4 及び対電極 5 上に試薬層 6 を形成したものであり、試薬層 6 は例えば血糖値センサの場合には、酵素であるグルコースオキシターゼ、電子受容体としてフェリシアン化カリウム等からなる。

【0013】このように構成したバイオセンサにおいては、その測定時には、試薬層 6 上に血液試料を点着することにより、試薬と酸化還元反応が起こる。このとき測定電極 4 と対電極 5 の一端のリード部 2, 3 より電圧を印加すると、グルコース濃度に比例した電流が発生し、血糖値を測定することができる。

【0014】また図 2 は、本発明の請求項 2 に記載された本発明の他の実施形態を示すものである。上述の図 1 のバイオセンサのカバー 8 上に、さらに上カバー 10 を設けて、キャピラリ 13 を構成したことを特徴としている。この構成によれば、一方の開口から血液を点着すると、残る一方の開口が空気穴となって、毛細管現象によって一定量の血液を吸引することができ、上述の図 1 のセンサに比べより性能がよくなる。またこの構成であれば、左右どちらの開口からでも液体試料を注入させることができ、従来のものに比べより使いやすくなるものである。

【0015】

【発明の効果】以上のように本発明によれば、絶縁性の基板上に、蒸着やスパッタリング、あるいは金属箔を接着して形成した金属膜に、レーザなどによりスリットを形成して、測定電極と対電極を作成しているため、スクリーン印刷のように印刷のにじみなどがなく、精緻に電極の面積を規定することができる。このため各センサご

とに応答特性がばらつくことはなく、精度のよいセンサを実現できる。また一定量の液体試料を吸引するキャピラリを、その開口のどちらからでも液体試料を点着可能に構成しているためより使いやすいものである。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の一実施の形態によるバイオセンサをその作製工程順に示す斜視図

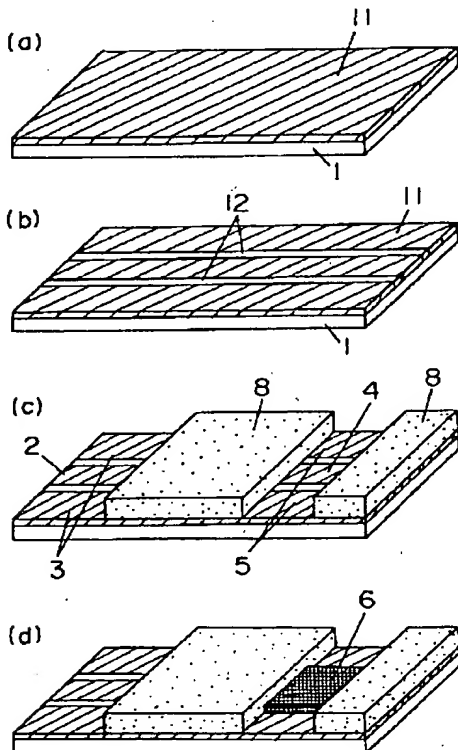
【図 2】本発明の他の実施の形態によるバイオセンサの斜視図

【図 3】従来のバイオセンサを示す分解斜視図

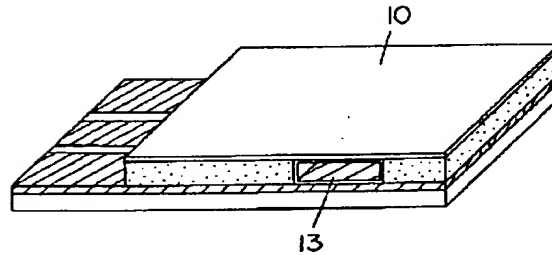
【符号の説明】

- 1 基板
- 2, 3 リード部
- 4 測定電極
- 5 対電極
- 6 試薬層
- 7 切欠
- 8 カバー
- 9 空気穴
- 10 上カバー
- 11 金属膜
- 12 スリット
- 13 キャピラリ

【図 1】



【図 2】



【図 3】

